

**POSTĘPY W INŻYNIERII MECHANICZNEJ
DEVELOPMENTS IN MECHANICAL ENGINEERING**

6(3)/2015, 23-34

Czasopismo naukowo-techniczne – Scientific-Technical Journal

Paweł MAĆKOWIAK, Bogdan LIGAJ

**ANALIZA ROZWIĄZAŃ KONSTRUKCYJNYCH
EGZOSZKIELTÓW PALCÓW RĘKI**

Streszczenie: W pracy przedstawiono istniejący stan wiedzy dotyczący egzozszkieletów palców ręki. Na podstawie analizy istniejących rozwiązań konstrukcyjnych scharakteryzowano egzozszkielety ręki. Celem pracy jest prezentacja własnej koncepcji urządzenia, będącej modyfikacją egzozszkieletu Shieldsa. Mimo dużego popytu na egzozszkielety ręki, obecne rozwiązania nie spełniają oczekiwań pacjentów i lekarzy. Ze względu na wiele stopni swobody, jakie ma ludzka ręka, konieczny jest kompromis pomiędzy uproszczeniem urządzenia a umożliwieniem wykonania chwytów podstawowych.

Słowa kluczowe: egzozszkielet, ręka, palce

1. WSTĘP

Wpływ niepełnosprawności pacjentów nie ogranicza się tylko do kosztów leczenia. Utrata dobrego samopoczucia psychicznego, aktywności i produktywności nie dotyczy tylko pojedynczego człowieka, ale całego społeczeństwa [6].

W przypadku udarów mózgu największe efekty usprawniania leczniczego uzyskuje się w pierwszych miesiącach leczenia. Leczenie niedowładów polega na wykonywaniu przez terapeutę ruchów kończyn pacjenta, mających na celu zreorganizowanie systemu nerwowego, czyli przejęcie przez aktywne neurony funkcji, jakie pełniły neurony uszkodzone. Ćwiczenia takie wymagają obecności wykwalifikowanej osoby oraz dużo czasu w trakcie każdego dnia. Konieczność długotrwałych ćwiczeń oraz niedobór personelu powodują zapotrzebowanie na rozwój robotów i innych urządzeń technicznych zastępujących funkcje terapeutów. Jednym z takich rozwiązań jest egzozszkielet [6].

Zakres ruchów i czynności, jakie powinien wykonywać egzozszkielet, nie jest do końca znany, gdyż powinien być biomechanicznie kompatybilny z indywidualnymi (naturalnymi) osiami stawów niezależnie dla każdego stawu, a prędkość kątowa obrotu w stawie powinna wynosić według zaleceń $1000^\circ/\text{s}$. Jest to naturalna prędkość pracy stawów palca. Moment obrotowy w poszczególnych stawach wynosi 4 Nm w stawie śródrečno-paliczkowym, 1,5 Nm w międzypaliczkowym bliższym oraz 0,5 Nm w międzypaliczkowym dalszym. Masa egzozszkieletu i jego wymiary powinny być zminimalizowane. Istniejące

mgr inż. Paweł MAĆKOWIAK, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-789 Bydgoszcz, e-mail: pawel.mackowiak@utp.edu.pl

dr hab. inż. Bogdan LIGAJ, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-789 Bydgoszcz, e-mail: Bogdan.Ligaj@utp.edu.pl

rozwiązania często nie zapewniają wystarczającego zakresu i prędkości ruchu oraz niezależności ruchów w każdym ze stawów ręki [4].

Zainteresowanie rozwojem egzoszkieleatów dłoni wykazuje przemysł kosmiczny i zbrojeniowy. Wspomaganie astronautów podczas prac w przestrzeni kosmicznej przez egzoszkieleat jest wynikiem utrudnień, jakie sprawia noszony sprzęt. Ogranicza on: zakres ruchów, siłę rąk, komfort, zręczność i zwiększa zmęczenie astronauty. Celem prac w tym obszarze jest opracowanie egzoszkieleatu ręki, który mógłby być połączony z rękawicą astronauty i resztą jego kombinizonu. Ręka powinna zapewnić zwiększoną siłę, zręczność i pewny chwyt [5].

Optymalnym rozwiązaniem byłyby urządzenie pozwalające na osobne sterowanie palcami, ale dopuszcza się połączenie niektórych palców celem zmniejszenia masy, prostoty konstrukcji oraz montażu. Rozwiązania powinny naśladować fizjologiczne ruchy ręki. Podejmowane są próby budowy egzoszkieleatów z wykorzystaniem materiałów odkształcających się pod wpływem ciepła lub napięcia (sztuczne mięśnie) [5].

Celem pracy jest analiza koncepcji istniejących rozwiązań i konstrukcja nowych egzoszkieleatów. Zakres pracy obejmuje analizę urządzeń: Shieldsa, Wege, CAFE, RMII, Handexos, Li Jitinga. Drugim celem jest prezentacja własnej koncepcji urządzenia, będącej modyfikacją egzoszkieleatu Shieldsa.

2. ANALIZA ISTNIEJĄCYCH ROZWIĄZAŃ KONSTRUKCYJNYCH

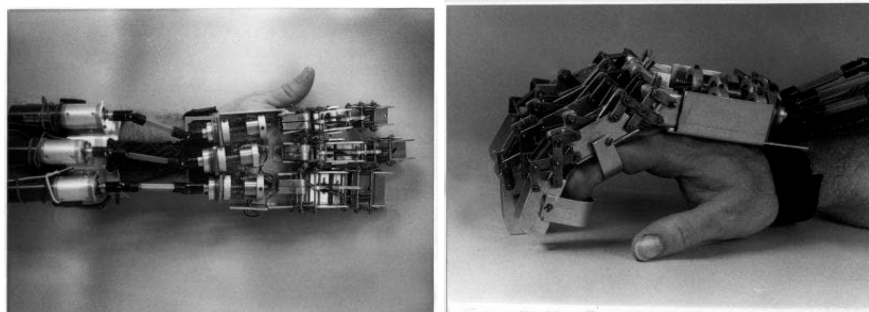
Urządzenie Shieldsa [7]

Prototyp zbudowany przez Shieldsa jest konstrukcją trójpalcową. Gwarantuje on niezależne ruchy palca wskazującego, środkowego oraz jeden połączony ruch palca serdecznego i małego (rys. 1). Każdy z palców egzoszkieleatu odwzorowuje ruchy w stawach śródrečno-paliczkowych i bliższych stawach paliczkowych. Ruchy te są z sobą sprzężone.

W celu zmniejszenia liczby potrzebnych napędów ograniczono funkcję urządzenia tylko do czynnego zgięcia palców.

Pojedynczy człon urządzenia zginający staw złożony jest z mechanizmu składającego się z 4 dźwigni. Każdy mechanizm stawowy jest tak projektowany, aby oś jego obrotu pokrywała się z osiami obrotu stawów palców, na których ma być noszony. W związku z tym dla każdego palca należy niezależnie dobierać długości belek i kąty początkowe pomiędzy nimi. Wymiary ręki nie są takie same u wszystkich ludzi, co sprawia, że istnieje konieczność projektowania każdego urządzenia indywidualnie.

Napęd urządzenia stanowią 3 silniki umieszczone na przedramieniu. Transmisja na nadgarstek odbywa się za pomocą wałów Cardana, dzięki mechanizmowi śrubowemu następuje pociąganie linki stalowej połączonej z jedną z dźwigni. Moment zapewniający zgięcie palców w stawach śródrečno-paliczkowych wynosi 3,8 Nm. Czas od całkowitego otwarcia ręki do całkowitego jej zamknięcia wynosi 2 sekundy.



Rys. 1. Egzoszkielet Shieldsa [7]
Fig. 1. Shield's egzoskeleton [7]

Urządzenie Wege [8]

Inne rozwiązanie stanowi egzoszkielet palca opracowany przez Andreeasa Wege. Konstrukcja zapewnia oddzielną realizację ruchów w każdym z trzech stawów palca, zginanie, prostowanie oraz odwodzenie i przywodzenie w stawie śródrečno-paliczkowym. Poruszanie palcem jest zapewnione poprzez dźwignie połączone z ręką za pomocą zaopatrzenia ortopedycznego (ortezy) (rys. 2). Na końcu każdej dźwigni znajduje się koło, na którym owinięte są stalowe linki. Drugi koniec każdej linki owinięty jest na kole umieszczonym na wale motoreduktora.



Rys. 2. Egzoszkielet Wege [8] oraz egzoszkielet CAFE [4]
Fig. 2. Wege's egzoskeleton [8] and CAFE egzoskeleton [4]

Do wad urządzenia zaliczyć można znaczną jego wysokość oraz duże gabaryty układu napędowego.

Urządzenie Instytutu Rehabilitacji w Chicago [4]

Kolejne rozwiązanie stanowi prototyp urządzenia CAFE opracowany przez Instytut Rehabilitacji w Chicago. Jest on egzoszkieletem palca wskazującego.

Moment przykładany do poszczególnych stawów wynosi połowę średniej wartości naturalnie występujących momentów u zdrowej osoby. Zakres ruchów w kolejnych stawach wynosi: $-15-75^\circ$, $0-90^\circ$, $0-90^\circ$. Prototyp mocowany jest

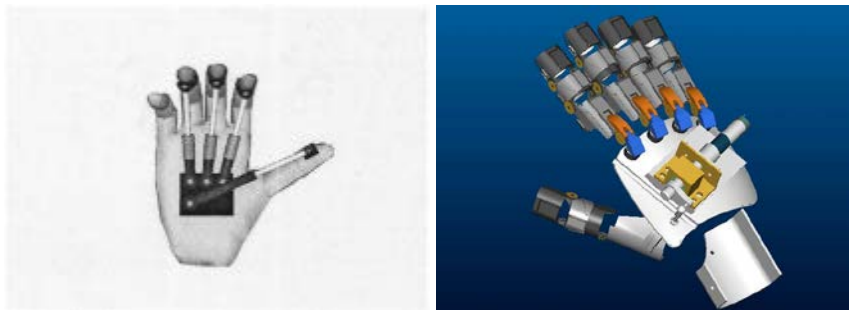
na promieniowej stronie palca wskazującego (rys. 2). Koła ślizgowe prowadzą linkę napędzającą ponad stawami do docelowych punktów umocowania.

Dzięki zastosowaniu wymiennych łączników poszczególnych części egzozszkieletu możliwe jest dopasowanie go do szerokiego zakresu populacji. Części egzozszkieletu wykonano z aluminium i ze stali. Masę części bezpośrednio poruszającej palcem zredukowano do 138 g. Szerokość urządzenia wzdłuż palca wynosiła 8 mm.

Każdy staw ma osobny napęd w postaci pary serwomechanizmów prądu stałego. Silnik zamontowano na płycie umieszczonej na przedramieniu. Napęd jest przekazywany za pomocą linek. Całość napędu jednego palca stanowi sześć silników i sześć linek. Przekładnie redukujące zamocowane są bezpośrednio nad stawem.

Rękawiczka RMII [2]

Rękawiczka RMII to egzozszkielet przykładający siłę do końcówki palca i wykorzystujący bezkontaktowy czujnik do określenia pozycji końcówki palca względem dłoni. Ruch wykonywany jest poprzez lekkie siłowniki pneumatyczne przyłączone do końcówki: kciuka, palca wskazującego, środkowego i serdecznego (rys. 3). Siła przykładana do każdego z palców może wynieść nawet do 16 N przy ciśnieniu 100 PSI (0,689 MPa) oddziałującym na tłoki siłowników. Egzozszkielet umieszczony jest po stronie dłoniowej, co utrudnia czynności chwytne ręki.



Rys. 3. Rękawiczka REMII [2] oraz egzozszkielet Handexos [1]
Fig. 3. REMII glove [2] and Handexos exoskeleton [1]

Urządzenie Handexos [1]

Handexos składa się z pięciu niezależnych modułów odpowiadających ludzkim palcom (rys. 3). Każdy moduł składa się z trzech członów, po jednym dla każdego paliczka. Człony mają strukturę skorupy, która jest dopasowana do grzbietowej części palców użytkownika. Urządzenie mocowane jest do ręki za pomocą tkaniny Velcro, nazywanej potocznie „rzepem”.

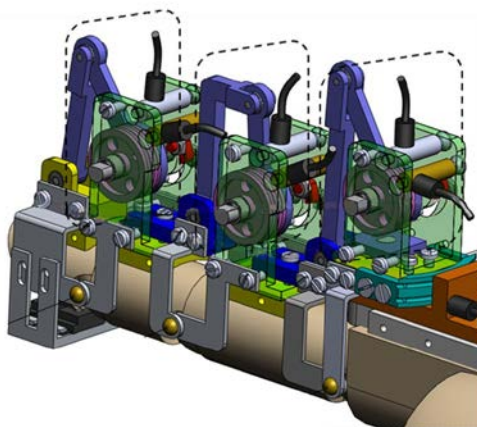
W konstrukcji napędu wprowadzono koncepcję aktywnego wyprostu i pasywnego zgięcia modułów palców.

Transmisja energii odbywa się za pomocą stalowych linek umieszczonych w osłonie.

Zespół prostujący palec składa się z pojedynczego silnika prostującego wszystkie stawy, natomiast zespół zginający palec – z trzech linek, jednej na każdy segment palca. Każda z linek jest owinięta wokół trzech kół zginających umieszczonych po przeciwnej stronie palca względem kół prostujących. Linki zginające są połączone z trzema ściśniętymi sprężynami doprowadzającymi do zgięcia palca wówczas, gdy nie występuje zamierzone działanie wykonane przez użytkownika. Wstępne napięcie sprężyn można regulować za pomocą trzech śrub.

Urządzenie Li Jiting [3]

Egzoszkielec zaprojektowany przez Li Jiting jest urządzeniem montowanym za pomocą tkaniny Velcro na grzbietową część palca wskazującego. Urządzenie składa się z trzech modułów (rys. 4), umożliwiających wykonanie 4 ruchów. Ruchy te odpowiadają zginaniu, prostowaniu, przywodzeniu i odwodzeniu.



Rys. 4. Egzoszkielec Li Jiting [3]
Fig. 4. Li Jiting's egzoskeleton [3]

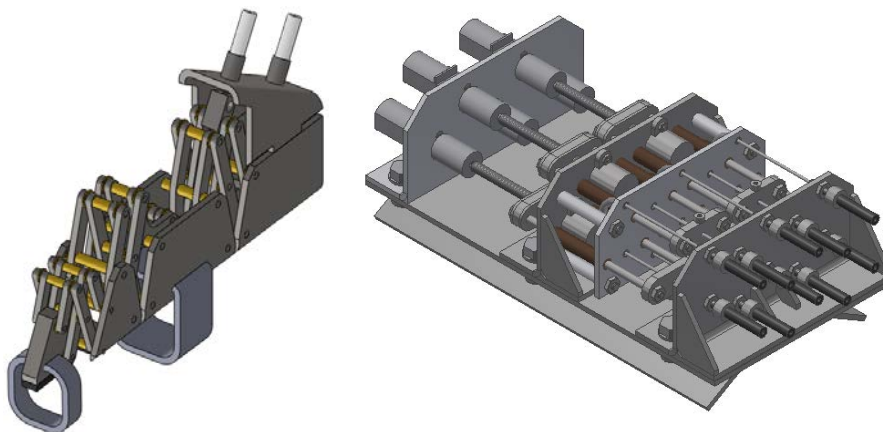
Przy projektowaniu członów urządzenia uwzględnia się długości paliczków i konieczność pozostawienia wolnych przestrzeni dla uniknięcia kolizji poszczególnych modułów. Przywodzenie i odwodzenie w stawie śródrečno-paliczkowym realizowane jest poprzez bezpośredni obrót koła odwodzącego, do którego przymocowano moduł zginający. Egzoszkielec wykonano głównie z aluminium, z zastosowaniem łożysk kulkowych. Masa całości wynosi 160 gram i według autorów jest akceptowalna dla ręki człowieka.

Dostosowanie egzoszkieletu do użytkowników o różnych długościach paliczków jest możliwe poprzez przemieszczanie dwóch śrub pomiędzy różnymi gniazdami.

Transmisja napędu odbywa się za pomocą cięgna. Układ napędzający zlokalizowany jest z dala od ręki pacjenta celem ograniczenia obciążenia. Składa się on z 4 motoreduktorów zamontowanych w panelu, zapewniających siłę i ruch czterem połączeniom.

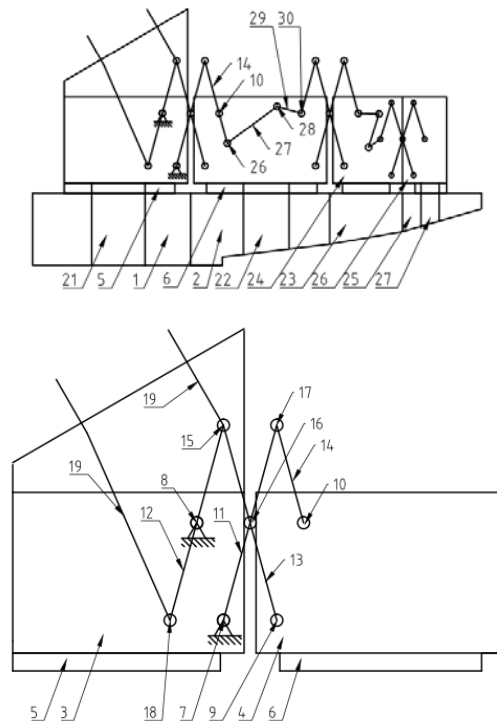
3. NOWE ROZWIĄZANIE KONSTRUKCYJNE

Koncepcję własnego rozwiązania (rys. 5) oparto na urządzeniu Shieldsa, do którego dodano dodatkowy człon umożliwiający zgięcie w stawie międzypaliczkowym dalszym. W stosunku do pierwowzoru zapewniono możliwość czynnego wyprost. Dzięki niezabudowaniu części dłoniowej palca możliwe jest korzystanie przez użytkownika ze zmysłu dotyku.



Rys. 5. Model bryłowy: a) egzozszkieletu palca, b) części napędowej
Fig. 5. Solid model: a) of finger exoskeleton, b) of driving part

Urządzenie przytwierdzone jest do paliczków (element 1 i 2) za pomocą elementów 3 i 4 zakładanych na palec w postaci ceownika (rys. 6). Elementy 3 i 4 pokryte są od strony przylegającej do palca warstwą pianki neoprenowej 6 i 5. W elemencie 3 i 4 występują przelotowe otwory pod sworznie 7, 8, 9, 10. Odpowiednio na każdym sworzniu osadzono belkę jak na schemacie. Na sworzniu 7 osadzono belkę 11, na 8 – 12, na 9 – 13, na 10 – 14. Belkę 12 i 13 łączy obrotowo sworznie 15. Takie samo połączenie występuje pomiędzy belką 11 a 13, które łączy sworznie 16 oraz 11 i 14 łączoną elementem 17.

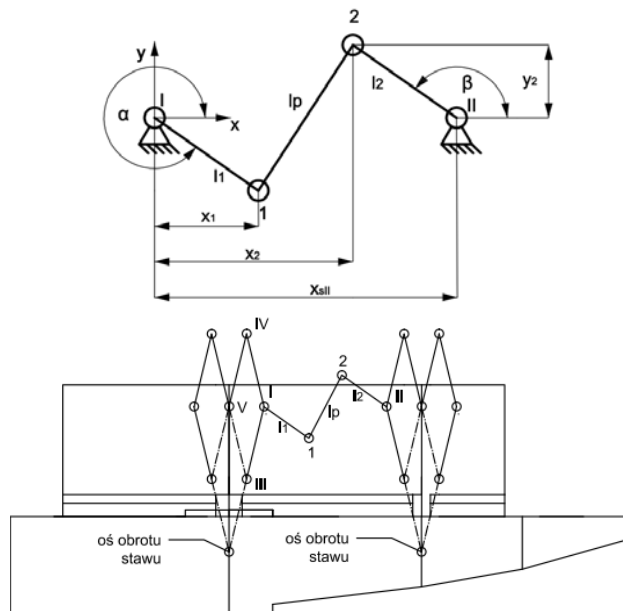


Rys. 6. Schemat budowy rozwiązania własnego urządzenia
Fig. 6. Diagram of the solution of own device

Odpowiednio na każdym sworzniu osadzono belkę jak na schemacie. Na sworzniu 7 osadzono belkę 11, na 8 – 12, na 9 – 13, na 10 – 14. Belkę 12 i 13 łączy obrotowo sworzeń 15. Takie samo połączenie występuje pomiędzy belką 11 i 13, które łączy sworzeń 16 oraz pomiędzy belką 11 a 14, które łączy sworzeń 17. W belce 12 zamontowany jest dodatkowy sworzeń 18 do połączenia z linką stalową 19. Do sworznia 15 przymocowana jest linka stalowa 20. Pociągnięcie przez układ napędowy linki 19 wywołuje ruch obrotowy elementów 4 względem elementu 3. Środek obrotu tego ruchu przypada w osi zginanego stawu palca. Przy pociągnięciu linki 20 następuje ruch obrotowy elementów 4 względem elementu 3 w odwrotnym kierunku i wyprost stawu. Elementy 3 i 4 są mocowane na palcach za pomocą pasek 21 i 22. Na paliczku środkowym 23 mocowany jest element 24, zaś na paliczku dalszym 25 za pomocą paska 27 element 26. Ruch opisanego członu jest przenoszony na pozostałe za pomocą dźwigni 28, która jest połączona za pomocą sworznia 29 z dźwignią 14 obracającą się na sworzniu 10. Z drugiej strony dźwigni 28 jest połączona sworzniem 30 z dźwignią 31 obracającą się względem osi sworznia 32. Dźwignia 31 obracając się wprowadza w ruch element 24, powodując zgięcie kolejnego stawu. Ruch jest transmitowany również na połączenie elementów 23 i 25.

Masę urządzenia ograniczono do 180 g na jeden palec. W stosunku do istniejących rozwiązań jest to wartość porównywalna.

Opracowano sposób doboru długości popychaczy i kątów dźwigni mechanizmu transmisji ruchu pomiędzy członami urządzenia. W mechanizmie transmisji napędu pomiędzy członami urządzenia występuje dźwignia napędzająca l_1 oraz dźwignia napędzana l_2 (rys. 7). Dźwignie połączone są przegubami 1 oraz 2 z popychaczem. Dźwignie obracają się na sworzniach w przeciwnych kierunkach. Dźwignia l_1 na sworzniu I, dźwignia l_2 na sworzniu II. Celem obliczeń jest znalezienie zależności pomiędzy kątem α dźwigni l_1 a kątem β dźwigni l_2 , oraz określenie zależności pomiędzy zmianą kąta α a wywołaną przez nią zmianą kąta β .



Rys. 7. Schematy sposobu działania mechanizmu
Fig. 7. Diagram showing the mechanism action

Przyjmuje się za początek układu współrzędnych oś sworznia I. Współrzędne osi sworznia II wynoszą x_{sII} oraz y_{sII} . Wyznaczenie położenia sworzni wykonano w sposób wykreślny (rys. 7). W celu uzyskania pokrycia osi obrotu stawu palca z osią obrotu urządzenia konieczne jest postępowanie zgodnie z algorytmem:

- wyznaczenie osi obrotu stawu,
- umiejscowienie sworznia III maksymalnie blisko powierzchni palca oraz płaszczyzny poprzecznej przecinającej staw,
- wykreślenie prostej przechodzącej przez oś obrotu stawu i punkt III,
- wyznaczenie położenia sworznia I poprzez odłożenie na powyższej prostej odcinka równego odległości pomiędzy osią obrotu stawu i punktem III,

- sworzeń znajdujący się w punkcie V znajduje się na wysokości punktu I, w odległości równej odcinkowi pomiędzy punktem III a I,
- punkt IV wyznacza się poprzez równoległe przemieszczenie odcinka pomiędzy punktem III i V do punktu I,
- położenie pozostałych sworzni nad danym stawem wyznacza się poprzez lustrzane odbicie względem osi łączącej punkt osi obrotu stawu i punkt V,
- wyznaczenie położenia sworzni nad pozostałymi stawami wykonuje się w analogiczny sposób.
- Długości dźwigni dobiera się możliwe największe, niekolidujące z pozostałymi elementami urządzenia. Kąty początkowe α i β dobiera się tak, aby uzyskać maksymalną wartość momentu. Dźwignia napędzająca wykonuje ruch obrotowy w zakresie 90° . Dźwignia napędzana powinna wykonywać ruch obrotowy w tym samym zakresie. Maksymalny moment przy zastosowaniu równych długości dźwigni l_1 oraz l_2 uzyskuje się w momencie, gdy popychacz tworzy kąt prosty zarówno z dźwignią l_1 oraz dźwignią l_2 . Optymalnym rozwiązaniem jest uzyskanie takiej sytuacji w połowie pełnego zakresu, tj. przy obrocie dźwigni l_1 o kąt 45 stopni.

W obliczeniach przyjęto oznaczenie współrzędnych kartezjańskie punktu 1 (x_1, y_1) oraz 2 (x_2, y_2) .

Utworzono następujący układ równań:

$$\begin{cases} (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 = l_p^2 \\ x_2 = x_{sII} + l_2 \cos \beta \\ y_2 = y_{sII} + l_2 \sin \beta \end{cases} \quad (1)$$

W równaniach niewiadomymi są x_2, y_2, β . Oznaczenia dokonano zgodnie z rysunkiem 3.

Rozwiązaniem powyższego układu równań są poniższe wzory. Wartość β_1 oraz β_2 są rozwiązaniami równania kwadratowego:

$$\beta_1 = \arcsin \frac{mn - \sqrt{n^2 - m^2 + 1}}{n^2 + 1} \pm 2k\pi \quad (2)$$

$$\beta_2 = \arcsin \frac{mn + \sqrt{n^2 - m^2 + 1}}{n^2 + 1} \pm 2k\pi \quad (3)$$

gdzie:

$$m = \frac{l_p - (x_{sII} - l_1 \cos \alpha_n)^2 - s^2 - l_2^2}{2l_2 \cdot (x_{sII} - l_1 \cos \alpha_n)} \quad (4)$$

$$n = \frac{y_{sII} - l_1 \sin \alpha_n}{x_{sII} - l_1 \cos \alpha_n} \quad (5)$$

W celu rozwiązania równań przyjęto jako dane początkowe współrzędne osi sworznia II wynoszące x_{sII} oraz y_{sII} , długość dźwigni l_1 oraz l_2 , kąty początkowe α_p i β_p . Wyznaczono długość popychacza $l_p = 18,44$ mm.

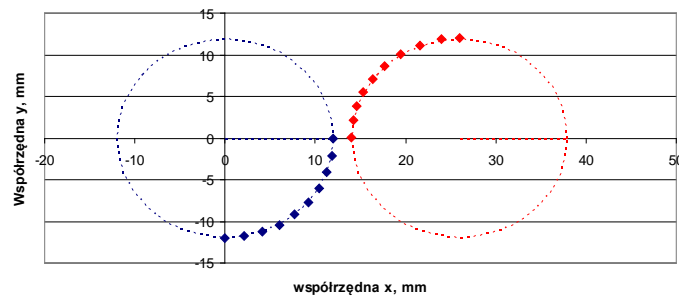
Tabela 1. Zestawienie wartości kątów i współrzędnych początkowych końców dźwigni przyjętych do obliczeń

Table 1. A list of value angles and initial coordinates ends of the lever admitted to calculation

Dźwignia I			Dźwignia II		
$x_{sI} =$	0	mm	$x_{sII} =$	26	mm
$y_{sI} =$	0	mm	$y_{sII} =$	0	mm
$l_1 =$	12	mm	$l_2 =$	12	mm
$\alpha_p =$	270	°	$\beta_p =$	180	°

Wyznaczono współrzędne punktów końców dźwigni napędzanej i napędzającej i wykonano wykres (rys. 8) w celu zobrazowania wyników. Odległości między punktami końca dźwigni powinny być rozlokowane w równych odległościach od siebie. Jeśli punkty rozłożone są w sposób nierównomierny na okręgu określanym przez dźwignię, świadczy to o zmiennej prędkości tej dźwigni. Ruch dźwigni napędzającej ze stałą prędkością kątową będzie wówczas powodował zmienną prędkość kątową dźwigni napędzanej. Im punkty są bliżej siebie, tym mniejsza prędkość kątową dźwigni w wyznaczanym przez nie zakresie. Im punkty są dalej od siebie tym większa prędkość kątową dźwigni w wyznaczanym przez nie zakresie. Poprzez zmianę wartości początkowych wartości kątów α_p i β_p można ograniczyć zakres ruchu, jak i sterować prędkością ruchu w początkowych i końcowych fazach zgięcia palca.

Wykonanie pełnego zakresu ruchu dźwigni czynnej trwa 3,4 s. Okres ten podzielono na dziewięć równomiernych części, pod koniec których sworznię łączący dźwignię napędzającą i popychacz znajdował się w punktach oznaczonych na wykresie (rys. 9).



Rys. 8. Wykres rozmieszczenia końców dźwigni napędzanej i napędzającej w odstępach czasu wynoszących w przybliżeniu 0,38 s

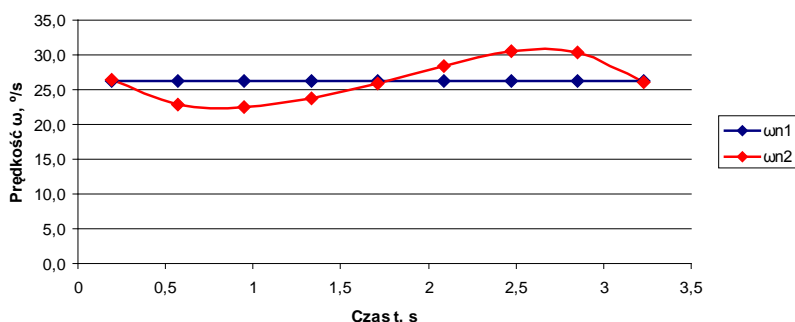
Fig. 8. A graph showing the distribution end of the lever: driving and driven, at intervals of about 0,38 sec

Wyznaczone położenia dźwigni napędzającej z rozdzielczością co 10° , czyli oddalone w czasie o 0,38 s, determinują położenia dźwigni napędzanej. Na tej

podstawie można wyznaczyć prędkość kątową średnią, jaką osiągała dźwignia napędzana w poszczególnych okresach czasu:

$$\bar{\omega}_{n2} = \frac{\beta_n - \beta_{n-1}}{\Delta t} \quad (6)$$

Wyniki przedstawiono również na wykresie (rys. 9).



Rys. 9. Wykres prędkości dźwigni napędzającej i napędzanej
 Fig. 9. A graph showing the angular velocity of the lever: driving and driven

4. PODSUMOWANIE

Dokonując przeglądu literatury dotyczącej inżynierii biomedycznej i konstrukcji urządzeń umożliwiających rehabilitację i powrót do normalnego funkcjonowania osób z dysfunkcjami czynności chwytnej ręki, można wnioskować o dużym popycie na urządzenie spełniające wymagania pacjentów, lekarzy i terapeutów.

Analizując istniejące rozwiązania konstrukcyjne urządzeń wspomagających czynności chwytne ręki, można stwierdzić, że nie spełniają one stawianych im wymagań. Żadne z urządzeń nie jest powszechnie wytwarzane i stosowane przez pacjentów z dysfunkcjami kończyny górnej. Wynika to z faktu, iż proponowane rozwiązania charakteryzują się skomplikowaną budową, dużym kosztem wykonania lub są zbyt duże pod względem gabarytów i masy, utrudniając użytkowanie podczas codziennie wykonywanych czynności.

Zaproponowane rozwiązanie konstrukcyjne oraz opracowany algorytm działania pozwala na dostosowanie wymiarów geometrycznych urządzenia do wymiarów ręki danego człowieka.

Umieszczenie osi obrotu mechanizmu poza jego geometrią i wykorzystanie grzbietowej powierzchni ręki jako umiejscowienie całości nie ogranicza możliwości chwytnej ręki w efekcie tego urządzenie umożliwia pełne zgięcie we wszystkich stawach o kąt 90°, co wyróżnia je na tle istniejących rozwiązań konstrukcyjnych, których zakres sięga 60-90° w zależności od rozpatrywanego stawu.

Dzięki sprzężeniu ze sobą ruchów w kilku stawach oraz zamkniętemu obiegowi cięgna zmniejszono liczbę silników i mechanizmów napędowych niezbędnych do wykonania ruchu. Ograniczyło to masę części napędowej urządze-

nia do 1 kg, która jest akceptowalna dla przedramienia jako miejsca jej lokalizacji. Zdecydowano się na zastosowanie w napędzie mechanizmu śrubowego, którego sprawność jest mniejsza od 50%. Wadą tego rozwiązania jest większe zużycie energii podczas otwierania lub zamykania chwytu na przedmiocie, zależą natomiast możliwość całkowitego odcięcia zasilania od układu podczas trzymania przedmiotu lub bezruchu ręki. Większą część cyklu czynności chwytanych stanowi utrzymanie członów palca w określonej pozycji, co przemawia za ekonomicznością zastosowania tego rozwiązania.

Połączenie pięciu egzozszkieletów palców stanowić będzie pełny egzozszkielet ręki. Do napędu przewidziano pięć osobnych mechanizmów śrubowych. Palec wskazujący, środkowy i kciuk mieć będą osobny napęd. Jest to warunek konieczny dla wykonania większości możliwych chwytów ręki. Palec serdeczny i mały mogą poruszać się w sposób sprzężony ze sobą. Ze względu na to mogą współdzielić jeden napęd. Ostatni mechanizm śrubowy przewidziano dla ruchu przeciwstawiania kciuka.

Praca może posłużyć jako początek do dalszego rozwoju rozwiązań konstrukcyjnych egzozszkieletów palców ręki i wiedzy z nimi związanej.

LITERATURA

- [1] CHIRI A., et al.: Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post stroke rehabilitation. [w:] *Mechatronics on Database Eng.* 17(5), 2011, 884-894.
- [2] JACK D., et al.: Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. [w:] *Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, IEEE Database Eng.* 9(4), 2011, 308-317.
- [3] JITING L., et al.: Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation. [w:] *Chinese journal of mechanical engineering* 24(5), 2011, 1-12.
- [4] JONES C., et al.: Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. [w:] *Transactions on mechatronics, USA*, 2012, 1-10.
- [5] PALEARI M., et al.: Hexec: A hand exoskeleton designed to be embedded in the astronaut's eva glove. [w:] *Center of Space Human Robotics, Italy*, 2012.
- [6] SARAĞOĞLOU I, et al.: Exoskeleton-based exercisers for the disabilities of the upper arm and hand. [w:] *Rehabilitation robotics, Austria*, 2007, 499-522.
- [7] SHIELDS B, et al.: An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. [w:] *System and humans, USA*, 1997, 668-673.
- [8] WEGE A., et al.: Mechanical design and Motion Control of a hand exoskeleton for rehabilitation. [w:] *Mechatronics and automation, Germany*, 2005, 155-159.

DESIGN SOLUTION OF HAND FINGERS EXOSKELETON

Summary: This article presents present knowledge of a hand exoskeleton. This paper describes characterization of hand exoskeletons based on an analysis of existing design solutions. The aim is to present own concept device, which is a modification of Shields exoskeleton. Despite the high demand for exoskeletons hand, current solutions do not meet the expectations of patients and physicians. The human hand has many degrees of freedom. Therefore, the need is to simplify the design of the device and provide the ability to perform basic hand grips at the same time.

Key words: exoskeleton, hand, fingers